

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 07-231885

(43)Date of publication of application : 05.09.1995

(51)Int.Cl.

A61B 5/14
A61B 10/00

(21)Application number : 06-026525

(71)Applicant : NIPPON KODEN CORP

(22)Date of filing : 24.02.1994

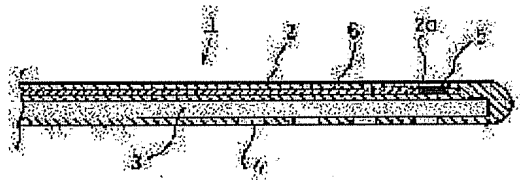
(72)Inventor : NAGAI HIROKO
TAKAHASHI MASAO
SEKIGUCHI TETSUSHI

(54) IN-ORGANISM GAS SENSOR

(57)Abstract:

PURPOSE: To cope with sudden change of the condition of a patient in an early stage by monitoring it by inserting an alimentary canal tube on which a gas sensor is installed into an alimentary canal, and measuring a partial pressure of carbon dioxide.

CONSTITUTION: A Pco₂ sensor 5 for measuring a partial pressure of carbon dioxide is embedded close to a forward end of a catheter main body 2 on the opposite side of a hole part 4 in a circumferential wall, and an aperture part 2a is formed in the circumferential surface outside the sensor 5. A lead part 6 to introduce a signal of the carbon dioxide gas partial pressure measured by the sensor 5 is also embedded in the circumferential wall of the catheter main body 2 in the axial direction. After calibration of the sensor 5 is performed by specified Pco₂ calibration liquid, the sensor 5 is inserted into an alimentary canal of a sick person with the catheter 1 to be set there for measuring Pco₂. Only by thus setting the Pco₂ sensor 5 installed on the catheter 1 in the stomach, Pco₂ can be measured instantaneously. As a result of this, conditions of oxygen metabolism can be known instantaneously, and sudden change of the condition of the patient in an ICU room or the like can be monitored to be coped with in an early stage.



(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平7-231885

(43) 公開日 平成7年(1995)9月5日

(51) Int.Cl.⁶

A 6 1 B 5/14
10/00

識別記号

3 1 0
K

庁内整理番号

8825-4C

F I

技術表示箇所

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 5 頁)

(21) 出願番号 特願平6-26525
(22) 出願日 平成6年(1994)2月24日

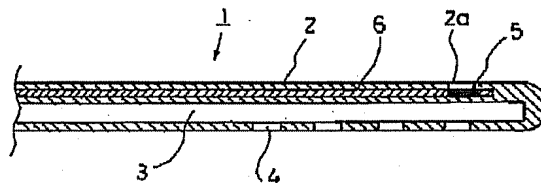
(71) 出願人 000230962
日本光電工業株式会社
東京都新宿区西落合1丁目31番4号
(72) 発明者 永井 裕子
東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日本
光電工業株式会社内
(72) 発明者 高橋 昌男
東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日本
光電工業株式会社内
(72) 発明者 関口 哲志
東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日本
光電工業株式会社内
(74) 代理人 弁理士 本田 崇

(54) 【発明の名称】 生体内ガスセンサ

(57) 【要約】

【目的】 簡単な手順で即時に消化管内腔の炭酸ガス分圧を正確に測定できるようにする。

【構成】 カテーテル1の先端近傍に P c o₂ センサ5を装着し、センサ5が測定した信号を導出するリード部6をカテーテル1に一体的に設けた。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 生体の消化管内に挿入して医療を行う消化管チューブの先端近傍に、前記消化管の内腔の炭酸ガス分圧を測定するセンサを装着したことを特徴とする生体内ガスセンサ。

【請求項2】 前記センサが測定した信号を導出するリード部を前記消化管チューブに一体に設けたことを特徴とする請求項1記載の生体内ガスセンサ。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は、生体の消化管内腔の炭酸ガス分圧を測定する生体内ガスセンサに関する。

【0002】

【従来の技術】 例えば、集中治療看護（ICU）患者で、何等かの原因により循環血液量が減少した場合、それまで腹腔内臓器へ供給されていた血液は他の重要臓器へ再配分される。このため、消化管粘膜の血流は他の臓器に比べて早期に減少し虚血状態になる。この結果、粘膜が低酸素状態となり、組織が酸性に傾くアシドーシスになり、やがて粘膜組織が崩壊して腸内細菌や細菌毒素であるエンドトキシンが体液中に移動し、これが敗血症や多臓器不全を引き起こす一つの原因となる。すなわち、消化管の虚血状態を早期に発見し、改善するための処置をすることができれば、ICUにおける主な死亡原因と言われている多臓器不全の原因の一つを未然に防ぐことができる。

【0003】 この虚血状態を測定するため、従来は消化管内に留置したシリコーンバルーンに生理食塩水を注入し、30分乃至60分経過した後この生理食塩水をサンプリングして、血液ガス分析装置により炭酸ガス分圧を測定し、上昇した組織のペーハー（pH）を間接的に計算によって求めるという方法がとられてきた。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】 しかしながら、上記の従来の方法によると、生理食塩水が注入されたバルーンを所定時間消化管内に留置した後生理食塩水を嫌氣的にサンプリングして血液ガス分析装置で炭酸ガス分圧を測定しなければならず、手技が難しく手間がかかるという問題があった。また連続的なモニタリングができず、しかも血液ガス分析装置の機種により測定値が異なることなどの問題もあり、実用上著しく不便であった。

【0005】 本発明はこのような状況に鑑みてなされたもので、簡単な手順で即時に消化管内腔の炭酸ガス分圧を正確に測定することのできる生体内ガスセンサを提供することを目的とする。

【0006】

【課題を解決するための手段】 上記目的を達成するために、請求項1記載の本発明の生体内ガスセンサは、生体の消化管内に挿入して医療を行う消化管チューブの先端近傍に、前記消化管の内腔の炭酸ガス分圧を測定するセ

ンサを装着したことを特徴とする。

【0007】 請求項2に記載の本発明の生体内ガスセンサは、消化管チューブの先端近傍に装着したセンサにて測定した信号をこのセンサから導出する為のリード部を前記消化管チューブに一体に設けたことを特徴とする。

【0008】

【作用】 上記の構成によると、請求項1記載の発明によれば生体の消化管内に消化管チューブとともにセンサを挿入して留置し、炭酸ガス分圧を測定することができるので、即時の測定が可能となる。この結果、組織の酸素代謝の状態を即時に知ることができ、例えばICU室などに居る患者の容体の急変を監視して、早期に処置することができる。また、請求項2記載の発明によればセンサが測定した信号を導出するリード部を消化管チューブに一体に設けることにより、消化管チューブを消化管内に挿入するときリード部が邪魔にならず、容易に挿入することができる。

【0009】

【実施例】 以下、本発明の生体内ガスセンサの一実施例を図面を参照して説明する。

【0010】 図1乃至図3に本発明の一実施例の構成を示す。図1において、消化管チューブとしての胃用カテーテル1は、全体がフレキシブルに形成されたシリコーンゴムなどからなる先端が閉塞された管状のカテーテル本体2を具えている。カテーテル本体2の長さは1m乃至8m、直径は3mm乃至26mm程度となっており、内部に軸方向に中空状の主ルーメン3が設けられている。またカテーテル本体2の周壁には主ルーメン3と外部とを連通する複数個の孔部4が軸方向に沿って形成されており、孔部4を介して胃の内腔のサンプリング液を吸引し、また外部から主ルーメン3及び孔部4を介して洗浄液を胃の内腔内に供給するようになっている。

【0011】 カテーテル本体2の周壁の孔部4が形成された側に対して反対側の先端近傍には、炭酸ガス分圧を測定するセンサ（以下 P_{CO_2} センサと称する）5が埋設されており、 P_{CO_2} センサ5の外側の周壁には開口部2aが形成されている。また P_{CO_2} センサ5が測定した炭酸ガス分圧の信号を外部に導出するリード部6も、カテーテル本体2の周壁内に軸方向に埋設されている。

【0012】 P_{CO_2} センサ5としては、例えば特開昭61-144562号公報に記載された構成のものが知られている。図2に P_{CO_2} センサ5の一例の構成を示す。図2において、イオン感応性電界効果トランジスタで構成されるイオンセンサ11と比較電極12、及びイオンセンサ11の3個のリード線引き出し部13にそれぞれ連結された3本のリード線14は、管体15内に絶縁樹脂16を介して埋め込まれている。イオンセンサ11のイオン感応部（ゲート部）11aと比較電極12の一部は、電極内部液を含む親水性高分子材17によって埋

3

め込まれており、高分子材17はさらに均質のガス透過膜18で被覆されている。

【0013】図3に PcO_2 センサ5により炭酸ガス分圧を測定する回路を示す。この回路はソースフォロワ回路であり、比較電極12はリード線21を介して接地されている。イオンセンサ11のゲート部11aのドレイン22には、リード線引き出し部13aを介してリード線14aが接続されている。またゲート部11aのソース23には、リード線引き出し部13b及びリード線14bを介して温度補償回路24の一方の出力側端子25aに接続されており、温度補償回路24の他方の出力側端子25bは、リード線14c及び温度素子(ダイオード)26を介してゲート部11aのソース23に接続されている。さらにリード線14cには定電流回路27が接続されている。

【0014】上記のように構成された回路において、ドレイン22には一定電圧VDが加えられ、ドレイン22とソース23との間には定電流回路27により一定の電流が流れている。この状態において、ガス透過膜18を通して電極内部液に炭酸ガスが吸収されて水素イオン濃度20が変化すると、イオンセンサ11のゲート部11aの界面電位が変化する。この界面電位の変化に伴ってソース23の電位VSが変化する。

【0015】このとき、実際には炭酸ガス分圧とソース23の電位VSとの関係は温度によって変化するので、温度素子26を設け電解液の温度に感応して電位Dtを変化させ、電位VSを温度補償回路24により補償して電位Vsaとしている。この補償された電位Vsaと比較電極12との電位差を測定することにより、炭酸ガス分圧を測定することができる。

【0016】上記の PcO_2 センサ5が装着された胃用カテーテル1を用いて PcO_2 を測定する場合、まず所定の PcO_2 校正液で PcO_2 センサ5の校正を行った後、被検者の消化管内へカテーテル1とともに PcO_2 センサ5を挿入留置し、 PcO_2 を測定する。必要に応じてヘンダーソン・ハッセルバルハ(Henderson-Hasselbalch)の式を用いて、測定値と動脈血 $[HCO_3^-]$ からペーハーを求め、組織酸素代謝の状態を知ることができる。

【0017】本実施例によれば、カテーテル1に装着された PcO_2 センサ5を胃内に留置するだけで、即時に PcO_2 を測定することができる。この結果、組織の酸素代謝の状態を即時に知ることができ、ICU室などに居る患者の容体の急変を監視して、早期に処置することができる。

【0018】図4～図1.1にカテーテル1の変形例及びカテーテル1に対する PcO_2 センサ5及びリード部6の装着構造の変形例を示す。図4はルーメン3が中心に軸方向に隔壁1aを有するダブルルーメン型のものに PcO_2 センサ5及びリード部6を埋め込んだものであ

4

る。図5は先端に複数個の金属球31が埋め込まれた腸用カテーテル32に PcO_2 センサ5及びリード部6を埋め込んだものである。図6は図1に示すカテーテル1の外周表面に PcO_2 センサ5及びリード部6を一体成型により装着したものである。

【0019】図7は図4に示すダブルルーメン3の内周に PcO_2 センサ5及びリード部6を装着したものである。図8は図1に示すカテーテル1のリード部6の先端外側に PcO_2 センサ5を装着し、 PcO_2 センサ5をカテーテル本体2に形成された開口部2a内に突出させたものである。

【0020】図9乃至図11はカテーテル本体2内にルーメン3とは別に軸方向に校正ガスを流す孔41を設け、孔41内に PcO_2 センサ5及びリード部6を装着したものである。このうち図9は孔41をカテーテル本体2の外周側面の開口部2aに開口し、 PcO_2 センサ5及びリード部6を孔41のほぼ中心に配置したものである。図10は孔41をカテーテル本体2の先端端面に形成された複数個の開口部2bを介して開口し、 PcO_2 センサ5及びリード部6を孔41の内周面に装着したものである。また図11は図10に示す孔41を直線状に配置し、カテーテル本体2の端面に開口させたものである。

【0021】

【発明の効果】以上説明したように、請求項1に記載の生体内ガスセンサによれば、消化管チューブにガスセンサを装着し、消化管チューブを消化管に挿入して炭酸ガス分圧を測定するようにしたので、即時にかつ容易に消化管内腔内のガス測定を行うことができ、患者の容体の急変などを監視して早期に処置することができる。

【0022】請求項2に記載の生体内ガスセンサによれば、センサが測定した信号を導出するリード部を消化管チューブに一体に設けたので、消化管チューブを消化管内に挿入するときにリード部が抵抗にならず、容易に挿入することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の生体内ガスセンサの一実施例の構成を示す断面図。

【図2】図1の PcO_2 センサの一例の構成を示す断面図。

【図3】図2の PcO_2 センサの回路ブロック図。

【図4】本発明の生体内ガスセンサの他の実施例の構成を示す断面図。

【図5】本発明の生体内ガスセンサの他の実施例の構成を示す断面図。

【図6】本発明の生体内ガスセンサの他の実施例の構成を示す断面図。

【図7】本発明の生体内ガスセンサの他の実施例の構成を示す断面図。

【図8】本発明の生体内ガスセンサの他の実施例の構成

5

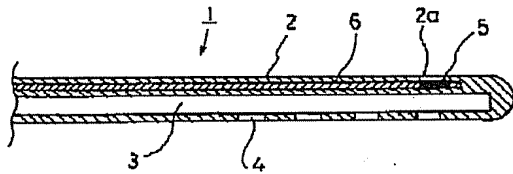
を示す断面図。

【図9】本発明の生体内ガスセンサの他の実施例の構成を示す断面図。

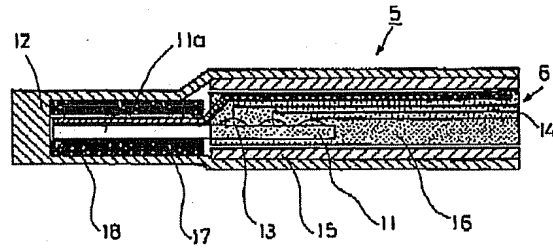
【図10】本発明の生体内ガスセンサの他の実施例の構成を示す断面図。

【図11】本発明の生体内ガスセンサの他の実施例の構成を示す断面図。

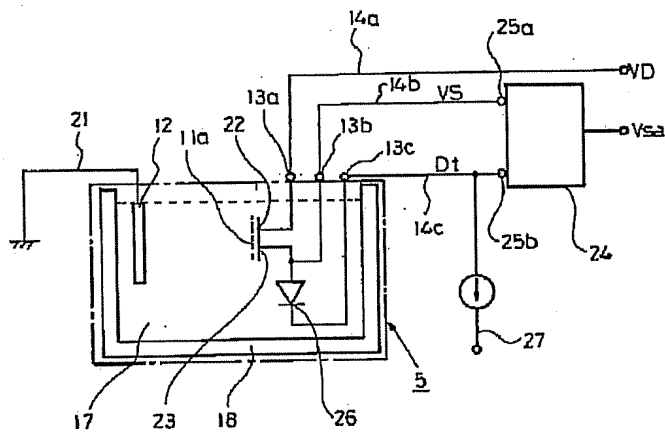
【図1】



【図2】

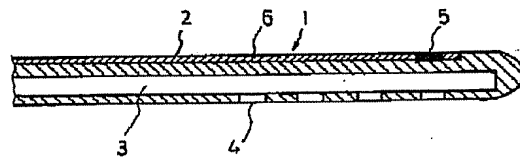


【図3】

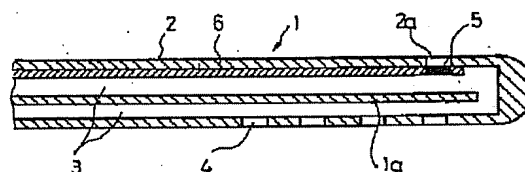
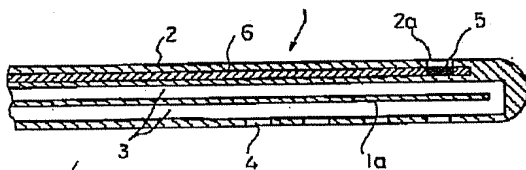


【図4】

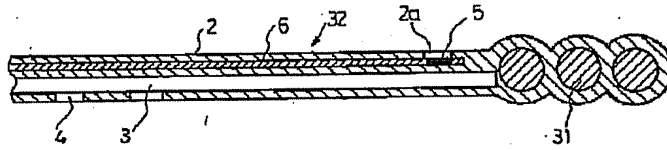
【図6】



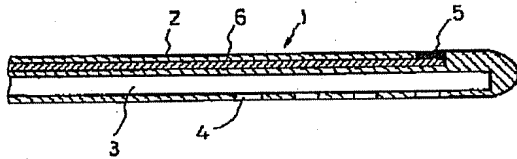
【図7】



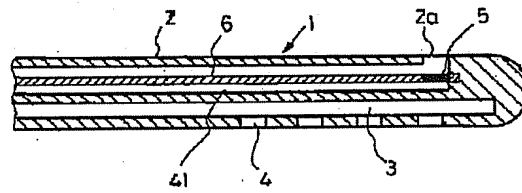
【図5】



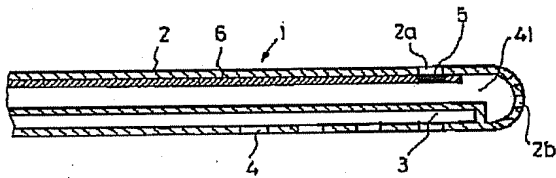
【図8】



【図9】



【図10】



【図11】

